

EE03/00006



REC'D 23 DEC 2003

WIPO

PCT

EESTI VABARIIK

PATENDIAMET
The Estonian Patent Office

PRIORITY DOCUMENT
SUBMITTED OR TRANSMITTED IN
COMPLIANCE WITH
RULE 17.1(a) OR (b)

TÕEND Certificate

Taotluse nr
Application No **200200677**

Käesolevaga tõendatakse, et lisatud ära kiri on Patendiametile esitatud taotluse algdokumentide tõene ära kiri.

This is to certify that the copy annexed hereto is a true copy from the documents of application as originally filed with the Estonian Patent Office.

Tallinn 12. 12. 2003

Osakonnajuhataja
Head of Department



Patendiamet tõendab, et
The Estonian Patent Office certifies that

Tallinna Tehnikaülikool

esitas patenditaotluse nr
filed a patent application No

P200200677

leiutisele
entitled

Meetod ja seade elektrilise bioimpedantsi mõõtmiseks

Patendiametile
with the Estonian Patent Office on


06.12.2002

Rahvusvahelise patendiklassifikatsiooni indeks
International Class

A61B 5/05, A61C 19/04

Tallinn,

12. 12. 2003


Elle Mardo
Patendiosakonna juhataja
Head of Patent Department

Meetod ja seade elektrilise bioimpedantsi mõõtmiseks

Tehnikavaldkond

5

Leiutis kuulub elektrilise impedantsi mõõtmise tehnika valdkonda, täpsemalt elektrilise bioimpedantsi mõõtmise valdkonda, kasutades mõõtesignaali muundamist ja nende elektroonset realiseerimist. Sünkroonse signaalmuundamise põhimõttel nii mõõtesignaali formeerimise kui ka mõõtetulemuse detekteerimise juures.

10

Leiutise peamiseks kasutusala on impedantsi mõõtmine portatiivsetes ja/või implanteeritavates meditsiinitehnika vahendites ja aparatuurides, mida kasutatakse meditsiinilise diagnostika ja implanteeritud või implanteeritavate ja transplanteeritavate kudede seisundi uurimise eesmärgil. Otsest on leiutis mõeldud kasutamiseks implanteeritavates meditsiiniseadmetes, nagu adaptiivsetes südamerütmurites (*rate adaptive pacemakers*) ja kardiomonitorides ning transplanteeritud organite ja kudede monitorides.

Tehnika tase

20

PCT patenditaotluses WO 01/19426 A2 "*Implantable Device and Method for Long-Term Detection and Monitoring of Congestive Heart Failure*" on kirjeldatud südamerütmurisse monteeritud mõõteseadet, mis jälgib südame veresoonkonna ja kopsuvereringe tüsistusi. Meetod põhineb mitmete erivat tüüpi signaalide (nelinurksignaali, siinussignaali, impulss-signaali, muutuva sagedusega signaali) voolu / pingesignaali juhtimisele läbi bio-objekti ja selle elektrilise reaktsiooni reaalkomponendi (sünfaasi komponendi) ning imaginaarkomponendi (kvadratuurkomponendi) mõõtmisel. Seade mõõdab südame veresoonkonna takistuse ja kopsuvereringe impedantsi muutusi objekti läbiva voolu, objektis tekkiva pingelangu ja nende vahelise faasinihke mõõtmise kaudu.

Leiutistes WO 00/57953 ja WO 00/57954 "*A Rate Adaptive Pacemaker*" kasutatakse bioimpedantsi mõõtmise seadet südamerütmuri töö adaptiivse juhtimise jaoks vajaliku informatsiooni saamiseks südamelihase energia bilansi kohta.

USA patendis US-5 759 159 "*Method and Apparatus for Apical Detection with Complex Impedance Measurement*" (2. juuni, 1998), kirjeldatakse digitaalset kiiret Fourier' teisendust kasutavat bioimpedantsi mõõtmise seadet, mille abil leitakse üles hambajuure põhi. Meetod põhineb prooviku ja objekti vahelise elektrilise impedantsi amplituudi- ja faasikarakteristiku mõõtmisel, milleks kasutatakse mitmesagedusliku ergutussignaali ja Fourier' teisendusel põhinevat signaalikomponentide amplituudi ja faasi määramise meetodit.

- 10 Kirjeldatud lahenduste üldiseks puuduseks on nende elektroonikalülituste keerukus ja sobimatus implanteerimiseks.

Tänapäeva mikroelektronika on sobiv lülitirežiimsete analoog- või digitaallülituste kasutamiseks. Sellised lülitused valmistatakse CMOS tehnoloogias, mis eristub oma erakordselt väikese energiatarbe poolest. See omadus on otsustava tähtsusega implanteeritavate seadmete korral, mis peavad aastaid töötama ühe ja sama toiteallikaga.

- Kahjuks aga põhjustab impulss-signaalidega opereeriv lülitirežiimne elektronika eksitavaid mõõtevigu ja tulemuste määramatust impulss-signaalides sisalduvate kõrgemate harmooniliste tõttu. Teoreetiliselt eeldab impedantsi mõõtmine puhaste harmooniliste signaalide kasutamist. Kuid elektronika seisukohalt lihtsamad nelinurksed signaalid toovad sisse tõsiseid mõõtevigu [M.Min, T.Parve, "*Improvement of the vector analyser based on two-phase switching mode synchronous detection*", *Measurement*, Vol.19 (1996), No.2, pp.103-111].

- Probleemist ülesaamiseks on kasutusele võetud ribafiltrid, mille abil püütakse eraldada signaali põhiharmooniline ja suruda maha kõrgemad harmoonilised. See võte aitab probleemi lahendada vaid osaliselt, sest suure hüveteguriga ribafiltrid on väga ebastabiilse faasikarakteristikuga. Tülikas on samuti nende filtrite täpne ümberhäälestamine.

Leiutisele kõige lähedasem ja tehnilise tulemuse poolest kõige sarnasem on lahendus

(prototüüp), mis on esitatud USA patendis US-5 063 937, A61B 5/05, "*Multiple frequency bio-impedance measurement system*", B.N.Ezenwa, W.P.Couch, Nov.12, 1991. Selles leiutises on esitatud elavkoe takistuse mitteinvasiivsel viisil mõõtmise seadme lahendus, mille kohaselt bioimpedantsil ergutussignaali poolt põhjustatud signaali huvipakkuv komponent (aktiivne või reaktiivne) detekteeritakse sünkroondetektoril abil, mille tugisignaali on vastavalt ergutussignaali sünfaasne või kvadratuurne nelinurksignaal.

Seade põhineb lülitrežiimsel nelinurkimpulsside generaatoril, kuid enne objekti sisendile andmist läbib ergutussignaal valitud töösagedusele seadistatava suure hüveteguriga ribafiltri, mis filtreerib välja lähtesignaali kõrgemad harmoonilised, vähendades seega oluliselt kõrgemate harmooniliste osa sünkroondetektorile antavates signaalides ja seega ka kõrgematest harmoonilistest tingitud mõõtevigu.

Selle lahenduse olulisemad puudused on järgmised:

Ribafiltri täpne signaali sagedusele häälestamine on keerukas protseduur ja tulemus on ebastabiilne, mistõttu selles tekkiv faasinihe tuleb kompenseerida keerukate lisalülituste kasutamisega. Sellise lahenduse puhul kujuneb skeemiliselt keerukaks ja aparatuurselt suuremahuliseks ergutussignaali formeerimise osa.

Probleeme tekib ka tugisignaali formeerimise osas, sest sünkroondetektorile vajalik nelinurkne tugisignaal tuleb suure hüveteguriga filtri poolt põhjustatud faasivigade mõju kõrvaldamiseks uuesti formeerida filtri poolt praktiliselt puhtaks siinussignaaliiks filtreeritud ergutussignaalist. Seda tüüpi funktsioonide täitmiseks mõeldud plokid suurendavad liigselt aparatuurset mahtu, mis on ebasoovitav implanteeritavates meditsiiniseadmetes kasutatavates väikese voolutarbega ja kompaksetes mõõtevahendites.

Paljude aktiivrežiimis töötavate plokkide tõttu ei sobi antud lahendus ka realiseerimiseks tänapäevases lülitrežiimses CMOS tehnoloogias.

Leiutise olemus

Leiutise eesmärgiks on elektrilise impedantsi või juhtivuse mõõtmise täpsuse suurendamine signaalide lülitirežiimse sünkroonse formeerimise ja detekteerimise kasutamise korral nii analoog kui ka numbrilise signaalitöötluse puhul, säilitades selle juures meetodile iseloomuliku lihtsuse ja vastavalt ka seda realiseeriva mõõteseadme lihtsuse ja väikese energiatarbe. Täpsuse suurendamiseks kõrvaldatakse või nõrgestatakse oluliselt efekte, mille põhjustajateks on nii nelinurksignaalides sisalduvad kõrgemad paaritud harmoonilised kui ka tavalahendustes kasutatavate sünkroondetektorite tundlikkus sisendsignaali kõrgemate harmooniliste suhtes.

Eriti suurt mõju avaldavad seejuures sisendsignaali põhisagedusele kõige lähemal olevad ja kõige suuremat amplituudi omavad, esimesse dekaadi jäävad paaritud harmoonilised, s.t. harmoonilised järjekorranumbritega 3, 5, 7 ja 9. Näiteks võib nelinurksignaali 3. harmoonilisest, mille amplituud moodustab $1/3$ põhiharmoonilise väärtusest, tingitud mõõteviga anda uuritavas sagedusalas konstantse takistuse korral sünkroondetekteerimisel mõõtevea kuni $1/9$ ehk 11%. Kõikide paaritute harmooniliste poolt põhjustatud mõõteviga ulatub aga 24 protsendini.

Peale selle tekivad mittesiinuseliste signaalide kasutamisel ka faasivead, mis jäävad amplituudiveast suhteliselt väiksemateks, kuid arvestades bioimpedantsi seda iseärasust, et faasinihke väärtus jääb üldreeglina alla 45 kraadi, on ka mõnekraadiline faasiviga juba ligi 10% suurusjärku ulatuv suhteline viga.

Meetodi olemus seisneb selles, et harmooniliste koosseisu vähendamiseks viiakse sümmeetrilisse bipolaarsesse impulsikujulisse perioodilisse signaali sisse teatud kestuse ja nullväärtusega lõigud (joonis fig 2A).

Nullväärtusega lõigud määratakse selliselt, et näiteks ergutussignaali spektris puuduks 3. harmooniline ja sünkroondetektori juhtsignaali spektris puuduks 5. harmooniline. Vastavalt lühendatud impulsiga bipolaarse nelinurksignaali avaldisele

$$f(x) = \frac{4a}{\pi} \left[\frac{\cos b}{1} \sin x + \frac{\cos 3b}{3} \sin 3x + \frac{\cos 5b}{5} \sin 5x + \dots \right] = \frac{4a}{\pi} \sum_{n=0}^{\infty} \frac{\cos(2n+1)b}{2n+1} \times \sin(2n+1)x,$$

kus:

a on nelinurksignaali amplituudväärtus ja

b on impulsi lühenemist iseloomustav suhteline suurus, mis omab väärtusi vahemikus

5 $b = 0 \dots \pi/2,$

omandavad nullise väärtuse ainult need summa liikmed, mille korral koosinuse argument $(2n+1)b$ on $\pi/2$ paaritu arvuline kordne:

10

$$(2n+1)b = \frac{\pi}{2} \times (2n+1).$$

Kuna mittesiinuseliste perioodiliste signaalide korral põhjustavad sünkroon-detekteerimise vea suurima amplituudiga kõrgemad harmoonilised, siis saab kirjeldatava meetodi jaoks sobivad nullväärtusega löikude kestused b leida järgnevatest

15 lihtsustatud tingimustest:

3. harmoonilise kõrvaldamiseks $3b = \pi/2$, millest $b = \pi/6$ ehk 30°

5. harmoonilise kõrvaldamiseks $5b = \pi/2$, millest $b = \pi/10$ ehk 18° .

20 Antud meetodi korral on esimeseks ergutussignaalis ja tugisignaalis kokkulangevaks kõrgemaks harmooniliseks 7. harmooniline, mis vähendab sünkroondetekteeerimisel tekkivat viga lähtevariandiga võrreldes umbes ühe suurusjärgu võrra (lähtevariandi viga on vahemikus $-13 \dots +24\%$, uue meetodi puhul aga vahemikus $-1,8 \dots +2,5\%$), mis rahuldab enamikku praktikas ettetulevaid juhtumeid.

25

Vastav seade bio-objektide elektrilise impedantsi mõõtmise täpsuse suurendamiseks sisaldab täiendavaid plokkke, mille funktsiooniks on nii bio-objekti ergutussignaali kui ka sünkroondetektorit tugisignaali impulsside kestuse lühendamine eelnevalt kindlaksmääratud, signaali perioodiga proportsionaalse ajavahemiku võrra, kusjuures

30 need lõigud on ergutussignaali ja tugisignaali puhul erineva kestusega.

Jooniste loetelu

- Joonisel fig 1 on esitatud elektrilise bioimpedantsi mõõtmise meetodi graafiline selgitus, oluliste sisendite juures on näidatud vastavate signaalide pingepüürid,
- 5
- joonisel fig 2A on toodud erinevalt lühendatud impulsiga nelinurksignaale,
- joonisel fig 2B on toodud joonisel fig 2A näidatud lühendatud impulsiga nelinurksignaale spektrid,
- 10
- joonisel fig 3 on toodud bioimpedantsi mõõtemetodile vastava kvadratuursete komponentide kahekanalilise mõõteseadme põhimõtteline skeem,
- joonisel fig 4 on esitatud nihkeregistril ja kvadratuurtrigeritel põhineva
- 15 nelinurksignaali generaatori põhimõtteline skeem,
- joonisel fig 5 on toodud joonisel fig 4 esitatud nelinurksignaali generaatori signaalide epüürid, abinooltega on näidatud bio-objektile ja sünkroondetektorite juhtsisenditele antavate juhtsignaalide formeerimise protseduur,
- 20
- joonisel fig 6 on esitatud bipolaarse nelinurksignaali formeeriija põhimõtteline skeem, oluliste sisendite ja väljundite juures on näidatud vastavate signaalide pingepüürid,
- joonisel fig 7 on esitatud lühendatud impulsi formeeriija põhimõtteline skeem, oluliste
- 25 sisendite ja väljundite juures on näidatud vastavate signaalide pingepüürid,
- joonisel fig 8A on esitatud analoogkorrutil põhineva sünkroondetektori põhimõtteline skeem, oluliste sisendite juures on näidatud vastavate signaalide pingepüürid,
- 30
- joonisel fig 8B on esitatud lülitrežiimsel korrutil põhineva sünkroondetektori põhimõtteline skeem, oluliste sisendite juures on näidatud vastavate signaalide pingepüürid.

Meetodi teostamise näide

Joonisel fig 1 on kujutatud bio-objekti elektrilise impedantsi mõõtmise meetodit. Bio-objektile 1 sisendile 11 rakendatakse sümmeetriline bipolaarne impulsikujuline perioodiline ergutussignaali (elektrivool või –pinge) (joonis fig 2A), sellele vastav bio-objekti reaktsioon on mõõdetav väljundilt 12, mis ühendatakse sünkroondetektori 200 sisendiga 201. Sünkroondetektori 200 tugisisendile 202 rakendatakse samuti sümmeetriline bipolaarne impulsikujuline perioodiline ergutussignaali, kuid mis oma spektraalkoostiselt erineb bioobjekti 1 sisendile 11 antavast ergutussignaalist.

10

Impulss-signaali korrutamine põhjustab eksitavaid mõõtevigu ja tulemuste määramatust neis sisalduvate kõrgemate harmooniliste tõttu, seepärast on antud lahenduses kasutusele võetud lühendatud impulsi formeeri 220 (joonis fig 7), mille ülesandeks on bipolaarsesse nelinearsignaali sisse viia teatud kestusega nullväärtusega löik nii, signaali spektrist kõrvaldada teatud spektrikomponendid. Mõõtevea maksimaalseks vähendamiseks tuleb ergutussignaali ja sünkroondetektori tugisignaali sisse viia erineva kestusega nullväärtusega löigud (joonis fig 2A) nii, et nende signaalide spektrite esinevad väljalõiked paikneksid harmooniliste teljel erinevatel kohtadel, kindlustades sellega, et mõõteviga põhjustavate kokkulangevate spektrikomponentide (joonis fig 2B) arv oleks minimaalne.

Näiteks, kui ergutussignaali viia sisse nullväärtusega löik kestusega $b = \pi/10$ ehk 18° , siis puuduvad ergutussignaalis harmoonilised numbritega 5, 15, 25,... ja kui sünkroondetektori tugisignaali viia sisse nullväärtusega löik kestusega $b = \pi/6$ ehk 30° , siis puuduvad tugisignaalis harmoonilised numbritega 3, 9, 15,... ning esimesed neis signaali spektrites nullist erineva amplituudiga kokkulangevad harmoonilised on 7-ndad harmoonilised (joonis fig 2B), mis määravad ka suurima osa jääkmõõteveast.

Võrreldes tehnika tasemel tuntud lahendustes kasutatavate nelinearsignaaliidega annab käesolev meetod umbes ühe suurusjärgu võrra väiksema mõõtevea sünkroondetektori 200 väljundis 203 (maksimaalne mõõteviga väheneb 24%-lt 2,5%-ni), mis on vastuvõetav veatase enamikes reaalses antud valdkonna mõõtmistes.

Seadme teostamise näide

Joonisel fig 3 kujutatud seade bio-objekti 1 elektrilise impedantsi mõõtmiseks koosneb kahest realiseerimiselt identsest kuid funktsionaalselt ühenduselt erinevast kvadratuursest mõõtekanalist 2 ja 2' ning kvadratuursete juhtsignaalide formeerijast 3, mis koosneb kvadratuursete juhtsignaalide generaatorist 300 ja kahest bipolaarse nelinurksignaali formeerijast 320 ja 320', mille vastavad sisendid 321 ja 321' on vastavalt ühendatud kvadratuursete juhtsignaalide generaatori 300 kvadratuurväljunditega 331 ja 335. Bipolaarse nelinurksignaali formeerija 320 väljund 322 on ühendatud lühendatud impulsi formeerija 220 sisendiga 221 ja samuti ka lühendatud impulsi formeerija 220'' sisendiga 221''. Bipolaarse nelinurksignaali formeerija 320' väljund 322' on ühendatud lühendatud impulsi formeerija 220' sisendiga 221'.

Mõõtekanal 2 koosneb sünkroondetektorist 200 ja lühendatud impulsi formeerijast 220, mille väljund 223 on ühendatud sünkroondetektori 200 sisendiga 202 ning mille teine sisend 222 on ühendatud kvadratuursete juhtsignaalide generaatori 300 abisignaali teise väljundiga 333. Sünkroondetektori 200 sisend 201 on ühendatud bio-objekti 1 väljundiga 12 ning mille väljund 203 on ühtlasi ka seadme esimene väljund.

Mõõtekanal 2' koosneb sünkroondetektorist 200' ja lühendatud impulsi formeerijast 220', mille väljund 223' on ühendatud sünkroondetektori 200' sisendiga 202' ning mille teine sisend 222' on ühendatud kvadratuursete juhtsignaalide generaatori 300 abisignaali väljundiga 334. Sünkroondetektori 200' sisend 201' on ühendatud bio-objekti 1 väljundiga 12 ning mille väljund 203' on ühtlasi ka seadme teine väljund.

Bio-objektile 1 ergutussignaali andva lühendatud impulsi formeerija 220'' teine sisend 222'' on ühendatud kvadratuursete juhtsignaalide generaatori 300 abisignaali väljundiga 332 ning väljund 223'' bio-objekti 1 sisendiga 11.

Kvadratuursete juhtsignaalide formeerija 3 (joonis fig 4) koosneb etteantud järku reversiivsest nihkeregistrist 301 ning kvadratuurtrigeritest 302 ja 303, mille üleandeks on formeerida põhisageduslikud nelinurksed kvadratuursignaalid 331 ja 335 ning kahekordse sagedusega abisignaalid 333 ja 334 nende nelinurksignaalide lühendamiseks, samuti ka abisignaal 332 bio-objekti 1 ergutava nelinurksignaali

lühendamiseks. Joonisel fig 5 on esitatud kvadratuursete juhtsignaalide generaatori tööd selgitavad signaalide epüürid.

5 Bipolaarse nelinurksignaali formeerija 320 (joonis fig 6) koosneb kahepositsioonilisest lülitist 323, mida juhitakse sisendi 321 kaudu ning mille esimene sisend 324 on ühendatud positiivse tugipingega $+V_T$ ja teine sisend 325 on ühendatud sama suure kuid vastandmargilise tugipingega $-V_T$ ning mille ülesandeks on kvadratuursete juhtsignaalide generaatorist 300 saadav nelinurksignaali formeerida bipolaarseks nelinurksignaaliiks.

10

Lühendatud impulsi formeerija 220 (joonis fig 7) koosneb kahepositsioonilisest lülitist 224, mida juhitakse sisendi 222 kaudu ning mille esimene sisend 225 on ühendatud maaga ja teine sisend 226 on ühendatud sisendiga 221 ning mille ülesandeks on sisendile antava bipolaarse nelinurksignaali impulsside lühendamine vastavalt kvadratuursete juhtsignaalide generaatorist 300 antud abisignaali.

Vastavalt vajadusele on sünkroondetektor 200 koostatud kas analoogkorruti 204 (joonis fig 8A) või lülitrežiimse korruti 205 (joonis fig 8B) baasil, mis koosneb kolmepositsioonilisest lülitist 250, positiivse ülekandega $+K$ võimenduselemendist 251, mille väljund 253 on ühendatud lüliti 250 esimese sisendiga 255 ja negatiivse ülekandega $-K$ võimenduselemendist 252, mille väljund 254 on ühendatud lüliti 250 kolmanda sisendiga 257. Lüliti teine sisend 256 on vastavalt vajadusele kas jäetud ühendamata või ühendatud maaga, kindlustades sellega sünkroondetektori 200 nullise ülekande vastavalt tugisisendile 202 antava bipolaarse nelinurksignaali nullväärtusega lõigu asukohale ja kestusele.

30 Kahe kvadratuurse mõõtekanaliga mõõteseade (joonis fig 3) töötab järgnevalt: bio-objekti ergutatakse lühendatud impulsi bipolaarse nelinurksignaali, millele vastavat bio-objekti elektrilist reaktsiooni mõõdetakse kahe realisatsioonilt identse kuid funktsionaalselt ühenduselt erineva mõõtekanaliga, millest üks kanal mõõdab impedantsi $\hat{Z} = R + jX$ reaalloosa R ja teine kanal mõõdab impedantsi imaginaarosa X .

Seadme tööks vajalikud kvadratuursed põhisagedusega sümmeetrilised

- nelinurksignaali (joonis fig 5) ja kahekordse sagedusega abisignaali kvadratuursete nelinurksignaali impulsside ja ergutussignaali impulsside lühendamiseks genereeritakse kvadratuursete juhtsignaalide generaatoris 300. Kvadratuurtrigerite väljundist saadavatest signaalidest formeeritakse bipolaarse nelinurksignaali
- 5 formeerijates (joonis fig 6) 320 ja 320' bipolaarsed nelinurksignaali, millesse lühendatud impulsi formeerijates (joonis fig 7) 220, 220' ja 220'' viiakse sisse abisignaali põhjal ettemääratud kestusega nullväärtusega lõigud, mis on vajalikud signaali spektritest 3. ja 5. harmoonilise kõrvaldamiseks.
- 10 Mõõtekanal koosneb sünkroondetektorist, mis võib olla vastavalt vajadusele realiseeritud kas analoogkorruti (joonis fig 8A) või lülitirežiimse korruti (joonis fig 8B) baaasil. Mõlemal juhul antakse sünkroondetektori tugisisendile lühendatud impulsiga bipolaarne nelinurksignaali, millega analoogkorruti puhul korrutatakse otseselt mõõdetavat signaali ning millega lülitirežiimse korruti korral juhitakse
- 15 kolmepositsioonilist lülitit. Tavaliselt järgneb sünkroondetektorile veel antud taotluses mitte näidatud madalpääsfiltreid ja võimendeid sisaldav ahel, mille ülesandeks on eraldada sünkroondetektori väljundsignaalist soovitav mõõtetulemus ning võimendada see järgnevatele seadmetele vastuvõetava tasemeni.

Patendinõudlus

1. Meetod elektrilise bioimpedantsi mõõtmiseks, mis seisneb bio-objektile välise elektrilise mittesiinuselise ergutussignaali andmises ja bio-objekti elektrilise reaktsiooni mõõtmises sünkroondetektorit sisaldavas ahelas, erineb selle poolest, et nii bio-objektile antav ergutussignaali kui ka sünkroondetektorile antav tugisignaali formeeritakse nelinurksena, seejuures mõlema signaali igasse poolperioodi viiakse sisse eelnevalt kindlaksmääratud ajavahemike kestel nullise väärtusega lõigud, kusjuures nimetatud lõigud on ergutussignaali ja tugisignaali puhul erineva kestusega.
2. Meetod vastavalt nõudluspunktile 1, erineb selle poolest, et ühel signaalil on nullise väärtusega lõigu pikkuseks iga poolperioodi kestel $\pi/6$ ja teisel signaalil $\pi/10$.
3. Seade elektrilise bioimpedantsi mõõtmiseks, mis sisaldab sünfasset ja kvadratuurset mõõtekanalit (2 ja 2'), kvadratuursete juhtsignaalide formeerijat (3) ning ergutussignaali ahelat, mille väljund on ühendatud bio-objekti (1) sisendiga (11), kusjuures formeerija (3) tugisignaali väljundid on ühendatud vastavalt sünkroondetektorite (200 ja 200') tugipinge ahelaga, erineb selle poolest, et:
 - kvadratuursete juhtsignaalide formeerija (3) sisaldab kvadratuursete signaalide generaatori (300) ja kaks bipolaarse nelinurksignaali formeerijat (320, 320');
 - ergutussignaali ahelas on lühendatud impulsi formeerija (220''), mille juhtsisend (222'') on ühendatud kvadratuursete juhtsignaalide generaatori abisignaali väljundiga (332), sisend (221'') on ühendatud bipolaarse nelinurksignaali formeerija (320) väljundiga (322), ja mille väljund (223'') on ühendatud bio-objekti (1) sisendiga (11);
 - sünfasses mõõtekanalis (2) on sünkroondetektorile (200) tugipinge ahelas lühendatud impulsi formeerija (220), mille juhtsisend (222) on ühendatud kvadratuursete juhtsignaalide generaatori abisignaali väljundiga (333), sisend (221) on ühendatud bipolaarse nelinurksignaali formeerija (320) väljundiga (322), ja mille väljund (223) on ühendatud sünkroondetektorile (200) tugisignaaliga (202);
 - kvadratuursetes mõõtekanalis (2') on sünkroondetektorile (200') tugipinge ahelas

lühendatud impulsi formeerija (220'), mille juhtsisend (222') on ühendatud kvadratuursete juhtsignaalide generaatori abisignaali väljundiga (334), sisend (221') on ühendatud bipolaarse nelinurksignaali formeerija (320') väljundiga (322'), ja mille väljund (223') on ühendatud sünkroondetektori (200') tugisisendiga (202');

5

4. Seade vastavalt nõudluspunktile 3, erineb selle poolest, et kvadratuursete juhtsignaalide generaator sialdab etteantud järku nihkeregistrit (301) ja kvadratuurtrigerid (302, 303).

10 5. Seade vastavalt nõudluspunktile 3, erineb selle poolest, et sünkroondetektorid (200, 200') on koostatud analoogkorruti (204) baasil.

6. Seade vastavalt nõudluspunktile 3, erineb selle poolest, et sünkroondetektorid (200, 200') on koostatud lülitrežiimse korruti (205) baasil.

15

Lühikokkuvõte

- Elektrilise bioimpedantsi mõõtmise meetod ja seade erineb teistest tuntud lahendustest selle poolest, et nii bio-objektile rakendatud impulsikujuline perioodiline ergutussignaali (elektrivool või –pinge) kui ka sünkroondetektori impulsikujuline perioodiline tugisignaali, on iga poolperioodi jooksul teatud kindlate ettemääratud ajavahemike kestel nullise väärtusega, kusjuures nende nullise väärtusega ettemääratud ajavahemike kestus on ergutussignaali ja tugisignaali erinev.
- 10 Impulsikujuliste nelinearsignaali kasutamise tagab seadme lihtsa lahenduse ja väikese energiatarbe ning kirjeldatud meetod tagab impedantsi mõõtmise täpsuse tunduva suurenemise bio-objekti ergutussignaali ja sünkroondetektori tugisignaali kõrgemate harmooniliste mõju järsu vähendamisega, mis saavutatakse nelinearsignaali nullise väärtuse omistamisega ettemääratud ajavahemikes.

Abstract

- A method of electrical bio-impedance analysis and a device corresponding to the method is characterized in that the rectangular form excitation signal (current or voltage) applied to the bio-object and the rectangular form reference signal of the synhronous detector contain zero-value segments at the predetermined time interval in each half period of the signal and that those time intervals are different for the excitation and reference signals.
- 10 The use of the rectangular form signals ensure that the device has simple design and low power consumption and the given method ensures the increased accuracy of the impedance analysis by decreasing the influence of the higher harmonics in the spectra of the excitation and reference signal of the synhronous detector to the measurement result by introducing the zero-value segments at the predefined time intervals into the
- 15 rectangular form signals.

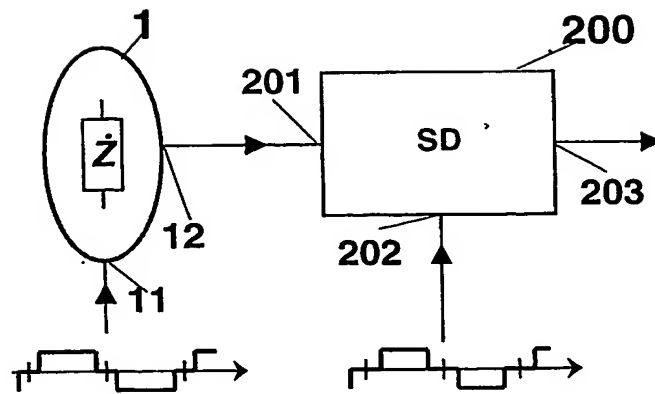


FIG. 1

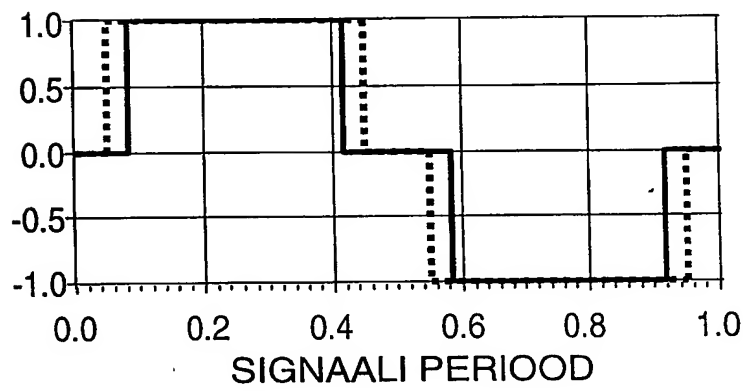


FIG. 2A

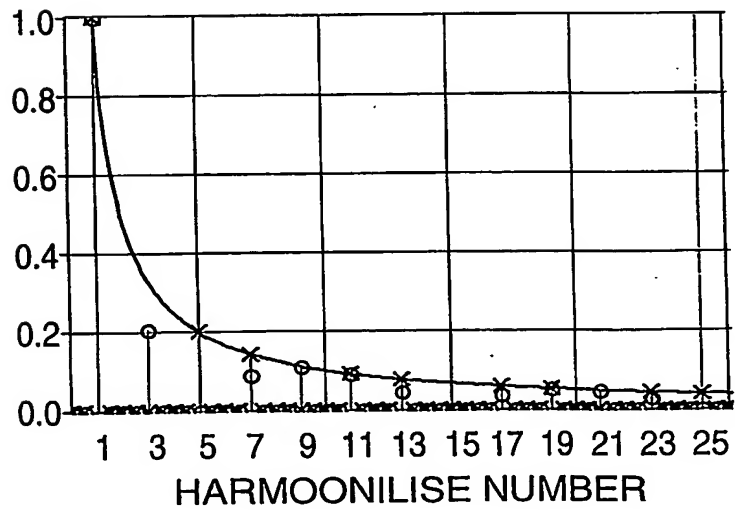


FIG. 2B

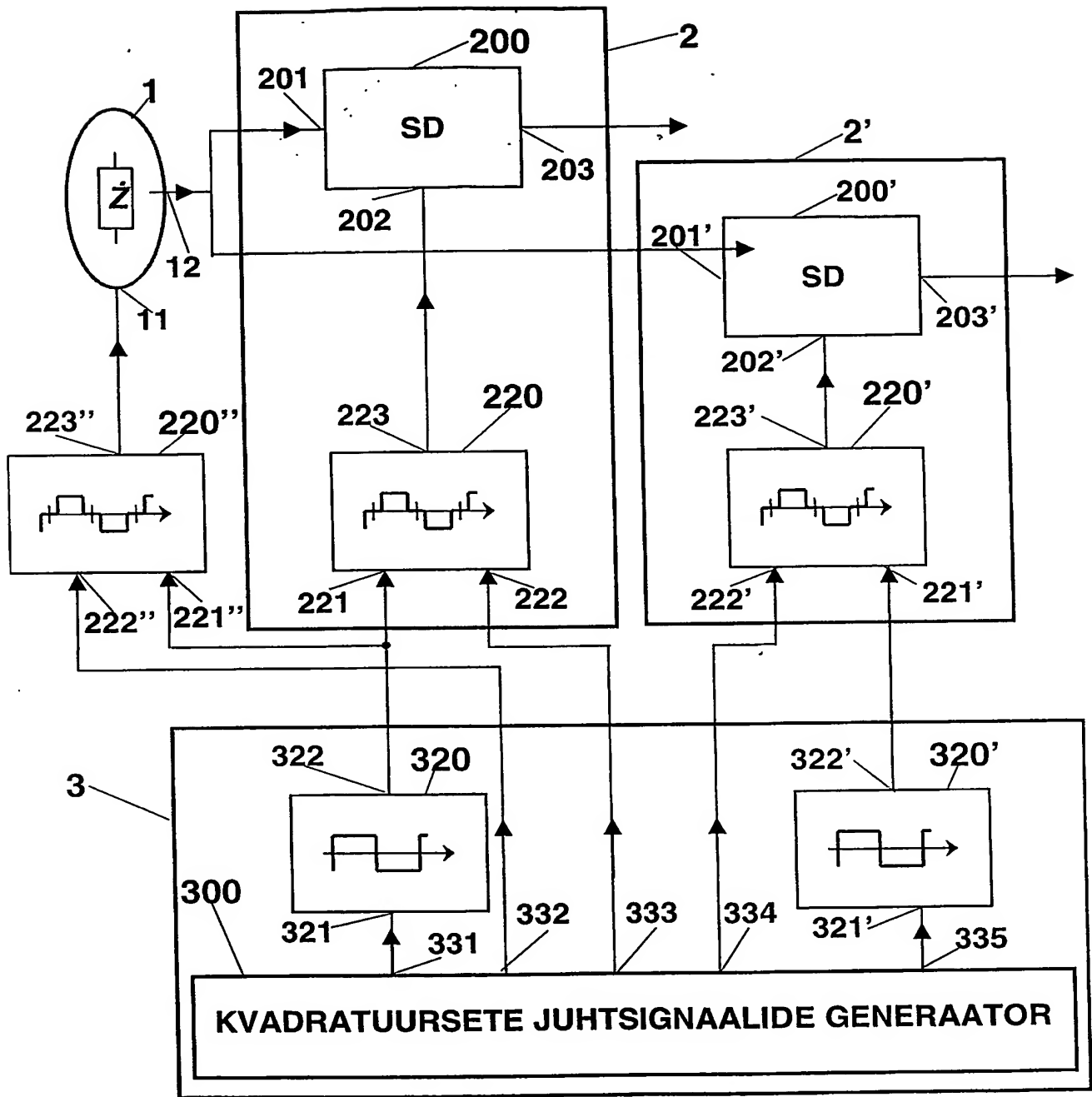


FIG. 3

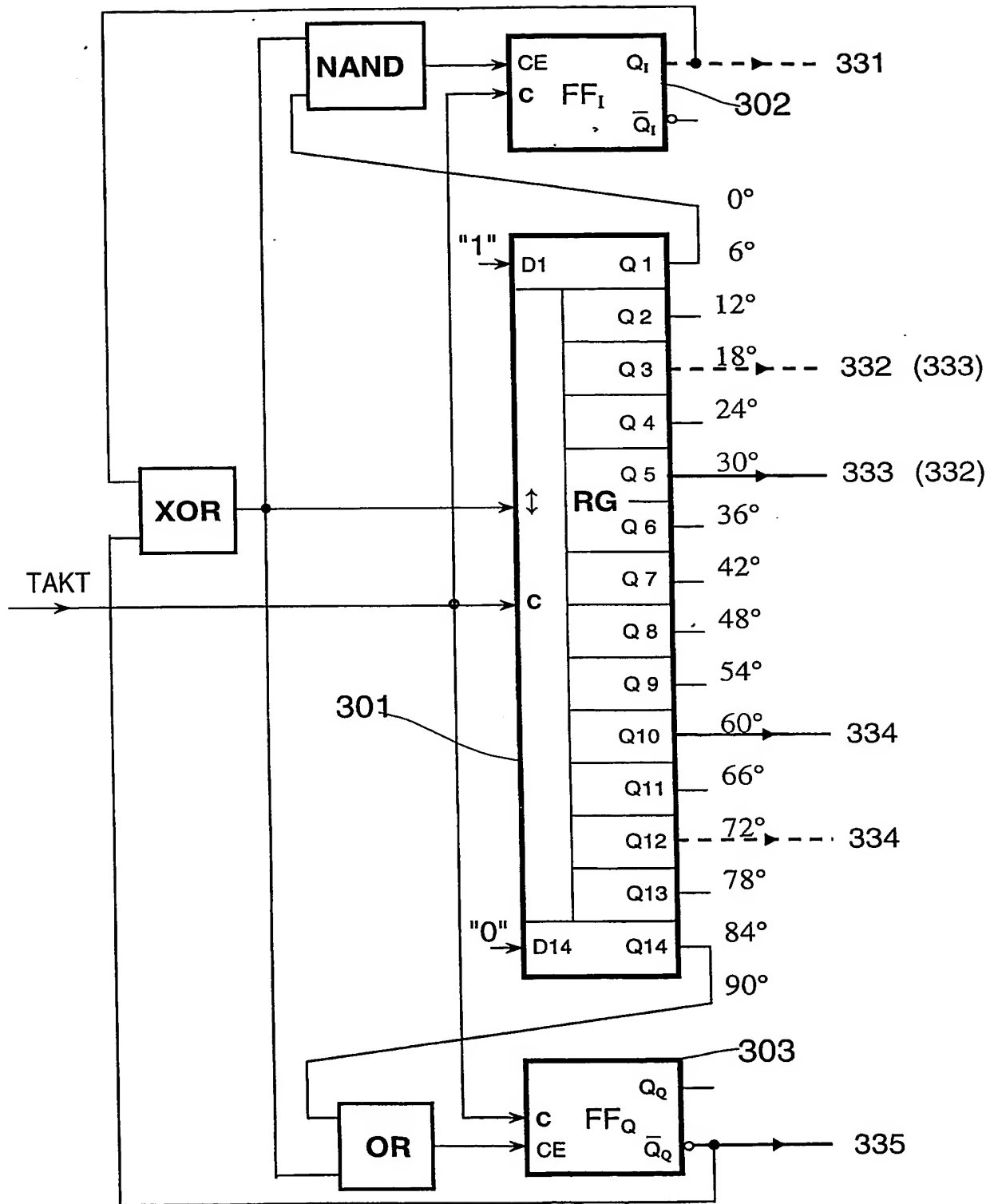


FIG. 4

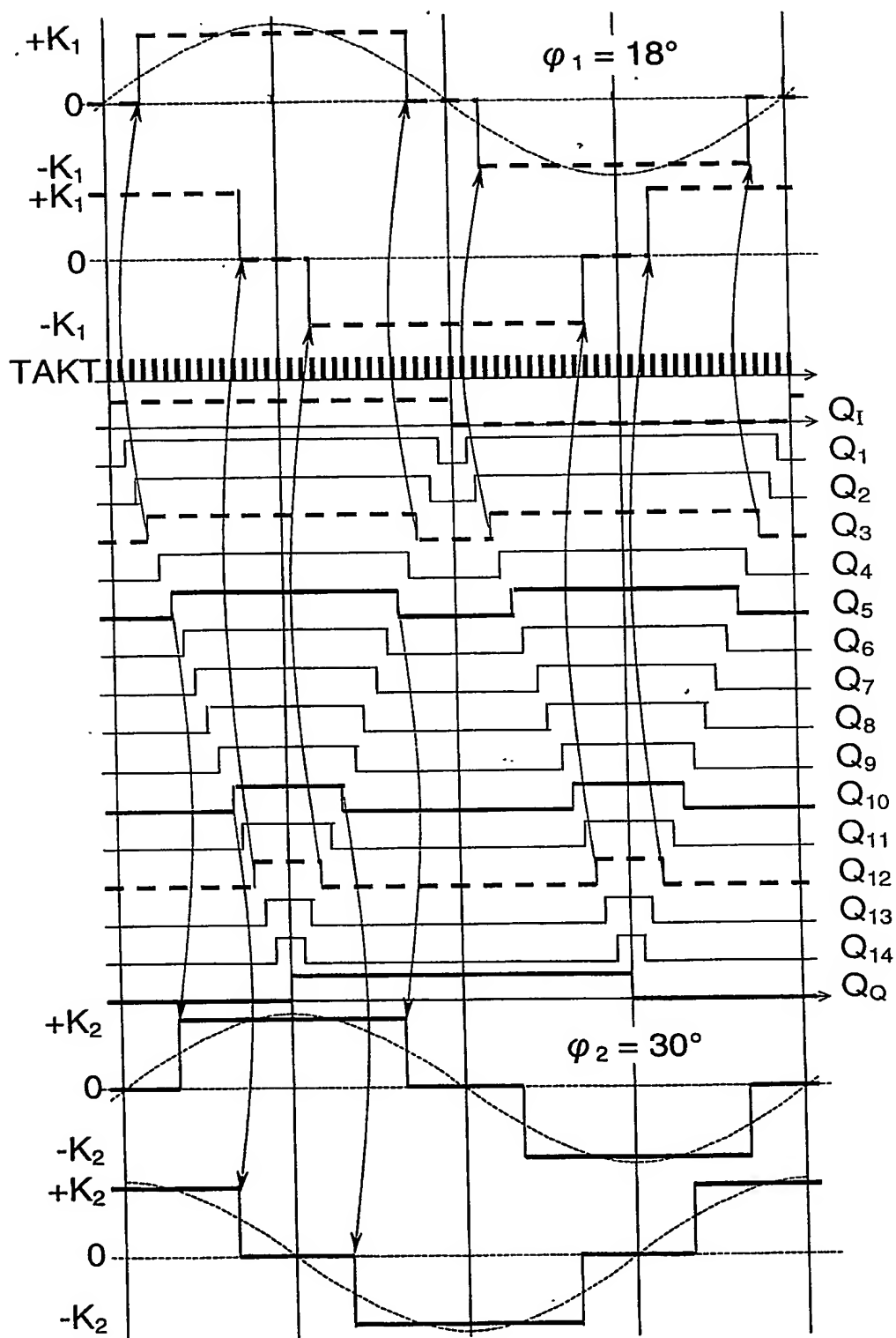


FIG. 5

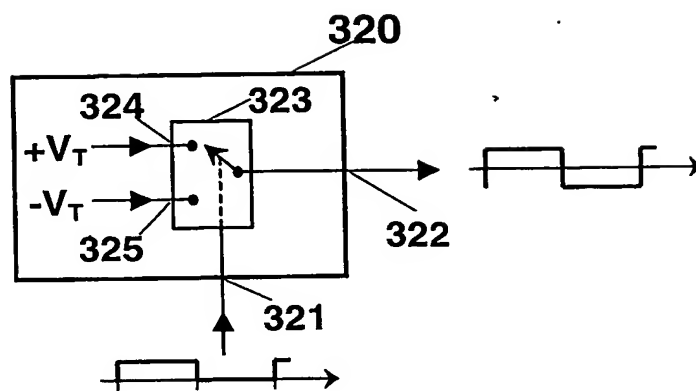


FIG. 6

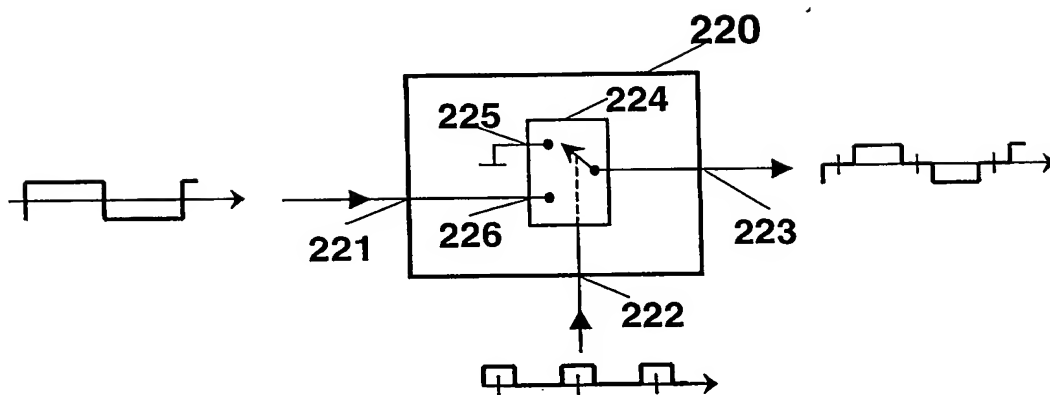


FIG. 7

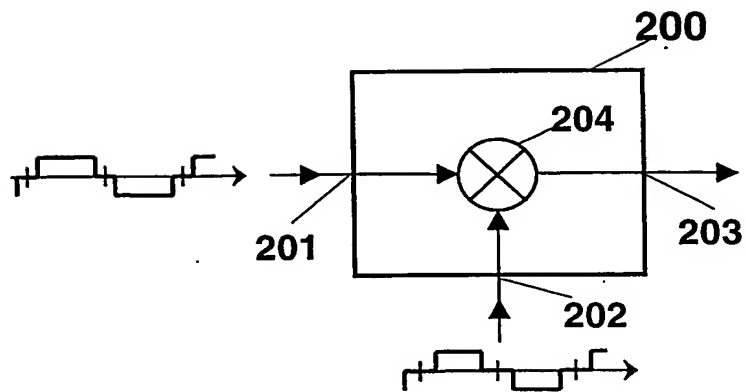


FIG. 8A

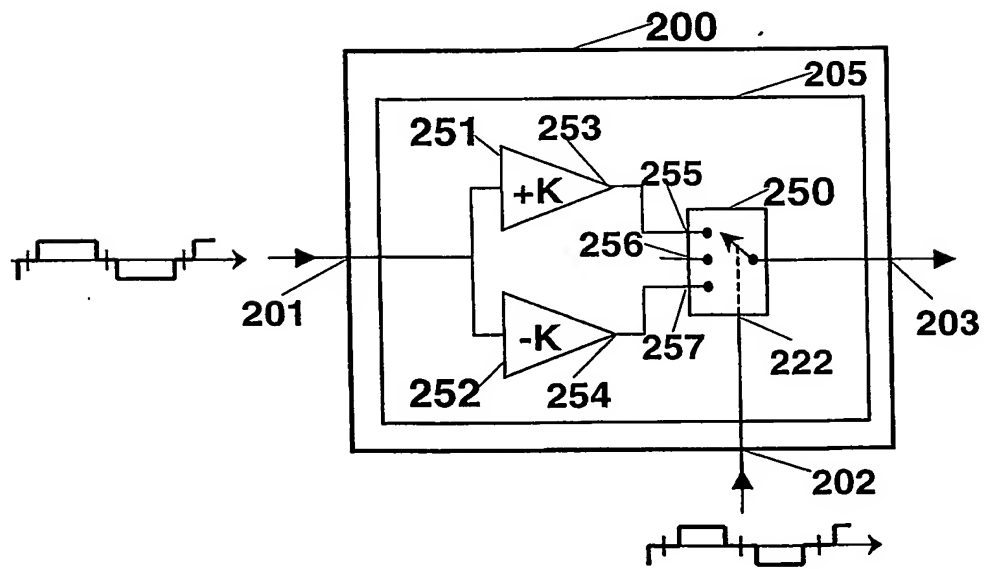


FIG. 8B